

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 729 292

(21) N° d'enregistrement national :

95 00315

(51) Int Cl⁶ : A 61 F 2/36

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 12.01.95.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la
demande : 19.07.96 Bulletin 96/29.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule.*

(60) Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

(71) Demandeur(s) : MEDINOV SA SOCIETE ANONYME
— FR.

(72) Inventeur(s) : CHAMBAUD DENIS, DORE JEAN
LOUIS, KHENIFAR BRAHIM, MORETTON JEAN
CLAUDE et PREAUT JACQUES.

(73) Titulaire(s) :

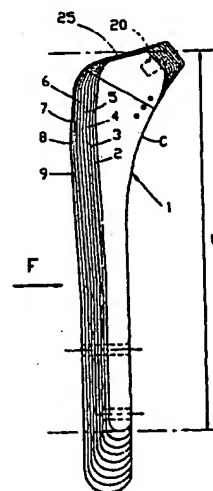
(74) Mandataire : CABINET LAVOIX.

(54) ENSEMBLE MODULAIRE DE TIGES FEMORALES DE PROTHESES DE HANCHE.

(57) Chaque tige fémorale de l'ensemble modulaire com-
porte un col amovible destiné à recevoir une tête fémorale
sphérique, cet ensemble comprenant:

a) au moins deux séries de tiges (1-9) dont la longueur
(1) et la section transversale (d) varient par intervalles pro-
gressifs par rapport aux tiges voisines,

b) au moins un groupe de cols amovibles destinés à sup-
porter les têtes fémorales et qui sont inclinés d'angles diffé-
rents sur des embases associées solidarisables avec les
extrémités des tiges; chaque col peut être monté sur la tige
suivant un angle cervico-diaphysaire et un angle d'antéver-
sion ou de rétroversion appropriés. Cet ensemble modu-
laire permet au chirurgien de choisir des cols ainsi que des
tiges de longueur et de section transversale particulière-
ment bien adaptées aux particularités anatomiques des pa-
tients.



FR 2 729 292 - A1



La présente invention a pour objet un ensemble modulaire de tiges médullaires destinées notamment à la pose de prothèses de hanche, et plus particulièrement à la pose de prothèses dites de reprise, dimensionnées pour être étroitement adaptables aux besoins du chirurgien lorsqu'il opère un patient.

Pour mieux situer l'invention, on rappelle qu'une prothèse de reprise, qui peut être parfois une prothèse de reconstruction, est destinée à des parties osseuses qui sont fréquemment de mauvaise qualité. En effet la paroi osseuse qui est souvent pellucide, présente peu de propriétés mécaniques fiables en raison de sa faible épaisseur et de la déminéralisation de la corticale. C'est le cas par exemple des fémurs dégénérescents dont le caractère dégénératif est variable.

Dans de telles situations, qui sont fréquemment l'objet d'ultimes interventions à la suite de l'échec d'une et parfois de plusieurs poses antérieures de prothèses, il est nécessaire au maximum de mettre à profit les derniers atouts disponibles offerts par le support osseux pour obtenir la meilleure implantation possible de la prothèse dans le canal médullaire de l'os de support, et bien entendu pour obtenir la meilleure tenue dans le temps de la dite prothèse.

Les tiges de prothèses de reprise destinées à l'articulation de la hanche doivent, plus encore qu'avec des os sains, correspondre le mieux possible aux parties osseuses exploitables avec lesquelles elles doivent être en contact étroit. C'est pourquoi leur forme doit être particulièrement étudiée pour offrir la meilleure congruence avec la face osseuse de façon à obtenir la meilleure répartition des efforts exercés sur les parties osseuses saines restantes. Toutefois, le problème réside

essentiellement dans les difficultés à identifier les parties osseuses saines de chaque patient et surtout à les localiser cas par cas.

5 Pour répondre aux besoins spécifiques mentionnés ci-dessus, il est nécessaire d'offrir au chirurgien la possibilité de poser une tige de prothèse qui, malgré toute la variété dimensionnelle qu'exige la pose de prothèse de reprise, corresponde en tous points aux dimensions fémorales du patient, de sorte que la plus
10 grande somme de surfaces de contact avec les parties osseuses saines soit obtenue.

Or, on observe que, avec les tiges de prothèses fémorales actuellement connues, le chirurgien ne dispose pas de la souplesse d'adaptation souhaitable à l'anatomie
15 spécifique de chaque patient, de sorte qu'il est fréquent que la tige fémorale choisie ne convienne pas complètement à telle ou telle anatomie particulière. Par exemple, la section transversale du canal médullaire du fémur du patient peut être inadéquate à celle de la tige fémorale
20 lorsque celle-ci présente la longueur convenable souhaitée. Inversement, la tige fémorale peut présenter une section transversale qui correspond exactement à celle du canal médullaire du patient, tandis que la longueur souhaitée pour atteindre la partie osseuse la plus saine
25 n'est pas suffisante.

Les difficultés d'adaptation de la tige choisie aux dimensions des différents canaux médullaires des patients sont rencontrées autant en ce qui concerne son diamètre que sa longueur, mais également en ce qui concerne la courbure intérieure de la partie proximale de la
30 tige. Il en est bien entendu de même en ce qui concerne l'adaptation à l'anatomie spécifique de chaque patient de la position du col de la tige fémorale par rapport à l'axe

diaphysaire fémoral délimitant l'angle cervico-diaphysaire, et par rapport à l'angle d'antéversion (ou éventuellement de rétroversion). On rappelle que l'angle cervico-diaphysaire est l'angle formé par l'axe du col de fémur et l'axe de la diaphyse fémorale (axe du fémur). Cet angle est normalement voisin de 130° chez l'adulte. On rappelle également que l'angle d'antéversion du col fémoral est délimité dans le plan horizontal par l'axe bicondylien et l'axe dudit col.

Il est rappelé qu'un col modulaire amovible pris isolément, est connu en soi par le brevet européen n° 0.201.407 déposé le 24 avril 1986 par M. Patrick MONTAGNE.

Jusqu'à présent, les prothèses fémorales connues ne permettent pas au chirurgien cette triple possibilité d'adaptation, de sorte que le chirurgien ainsi que le patient doivent se satisfaire du matériel prothétique qui leur est imposé, le chirurgien devant choisir la tige fémorale susceptible de convenir le mieux possible au patient.

Il résulte de ces inadaptations relatives que l'articulation du patient ne peut être reconstituée de façon totalement satisfaisante. Cette inadéquation entre la prothèse fémorale et l'anatomie particulière des patients peut provoquer des douleurs post-opératoires, et même des dysfonctionnements progressifs, qui peuvent dans certains cas obliger à effectuer une nouvelle opération chirurgicale.

Or, on a pu observer que plus la section transversale du canal médullaire est réduite, plus la longueur de ce canal est courte; inversement plus la section transversale du canal médullaire est importante plus la longueur de celui-ci est grande. Cela signifie qu'il existe un certain rapport entre la section transversale et la

longueur d'un même canal médullaire. Il doit donc en être de même pour la tige fémorale de la prothèse.

L'invention met à profit l'observation ci-dessus, et a pour objet un ensemble modulaire de tiges de prothèses, notamment de prothèses de hanche, permettant au chirurgien une adaptation particulièrement intéressante aux spécificités anatomiques de chaque patient. Elle améliore ainsi très largement les possibilités offertes par les tiges de prothèses connues jusqu'à présent.

Conformément à l'invention, l'ensemble modulaire prothétique est caractérisé en ce qu'il comporte :

- au moins deux séries de tiges dont la section transversale et la longueur varient simultanément d'intervalles progressifs pour chaque tige par rapport aux tiges voisines,

- au moins un groupe de cols amovibles ayant des parties supports destinées à recevoir les têtes fémorales et qui sont inclinés d'angles différents sur des embases associées solidariables avec les extrémités des tiges, chaque col amovible pouvant être monté sur la tige suivant un angle cervico-diaphysaire et un angle d'antéversion ou de rétroversion appropriés, chaque série ayant une longueur de base déterminée.

Avantageusement, les différentes tiges présentent dans leur partie proximale une courbure interne identique à partir de laquelle varient les différentes sections transversales. Cette courbure a la particularité d'être congruente de façon à épouser au mieux le profil spécifique de la partie osseuse avec laquelle la tige est en contact.

Enfin, chaque tige comporte avantageusement une face proximale postérieure rectiligne (plane) sur environ un tiers à la moitié de sa longueur.

Cette particularité permet l'obtention d'une stabilisation maximale de l'implant de reprise du fait que l'alésage rendu obligatoire pour l'ablation du ciment détruit la courbe métaphysaire du canal médullaire du fémur en la rendant rectiligne sur la face postérieure. Ainsi la longueur de l'implant peut plus aisément être augmentée, ce qui permet d'offrir au chirurgien un nombre de séries de tiges supérieur à deux, et de ce fait un choix plus large.

Le plan de la face rectiligne de chaque tige passe dans la zone centrale de l'extrémité distale de la tige fémorale correspondante.

Grâce à son originalité, l'ensemble modulaire de l'invention ouvre aux chirurgiens des possibilités insoupçonnées jusqu'à présent qui sont les suivantes :

a) choisir la section transversale de tige que lui impose le canal médullaire du fémur de chaque patient, afin que cette section transversale corresponde de la manière la plus exacte possible à celle du canal médullaire;

b) choisir la longueur de tige la plus appropriée à chaque patient, pour la section transversale précédemment déterminée ;

c) choisir le positionnement du col fémoral par rapport à l'axe de la tige, et donc pour orienter ce col selon les angles cervico-diaphysaire et d'antéversion (ou de rétroversion) que le chirurgien désire donner à la prothèse.

Suivant une particularité de l'invention, afin d'accroître la souplesse d'adaptation de la prothèse, les tiges peuvent être subdivisées en plusieurs groupes de longueurs voisines pour chacun desdits groupes, par exemple en deux subdivisions de façon à former un groupe de tiges courtes et un groupe de tiges longues. Ainsi est

réalisée entre le diamètre et la longueur des tiges une large diversité de choix de tige médullaire en fonction de la section transversale et de la longueur souhaitées. Dans ce cas, les tiges de chaque groupe présentent une longueur
5 légèrement différente de chaque tige voisine, alors que les tiges de deux groupes différents et qui ont la même section transversale présentent une différence de longueur relativement importante.

Suivant une autre particularité de l'invention
10 celle-ci peut également être mise en oeuvre, non plus avec deux groupes de tiges de longueurs relativement différentes, mais avec trois groupes de tiges, formant ainsi un groupe de tiges courtes, un groupe de tiges longues, et un groupe de tiges de longueurs intermédiaires, de sorte
15 qu'un choix encore plus étendu que précédemment est mis à la disposition du chirurgien.

Bien entendu, selon l'invention, des subdivisions plus importantes peuvent être faites mais se heurtent alors au fur et à mesure de leur nombre à un problème
20 croissant de coût, dû non seulement à la fabrication mais aussi au stockage, à l'encombrement ainsi qu'aux diverses manipulations que l'ensemble prothétique peut engendrer.

Pour remédier à une telle situation, qui risque de devenir difficilement gérable, l'invention s'étend à un
25 procédé de présélection des tiges fémorales les plus proches en section transversale et en longueur pour chaque cas particulier.

Suivant ce procédé, disposant au préalable de radiographies osseuses du patient et de calques représentant les tiges fémorales avec leurs différentes dimensions
30 en longueur et en section transversale, on définit, par superposition des calques et des radiographies, les dimensions approximatives de la tige prothétique spécifi-

que du patient.

5 Cette présélection est faite par le chirurgien lui-même ou son assistant, de telle sorte que le minimum de pièces composant l'ensemble modulaire de l'invention soit à envoyer au chirurgien, et présente un encombrement aussi faible que possible, autant lors de l'opération chirurgicale que lors de la stérilisation des dites pièces.

10 Ainsi, le chirurgien dispose des prothèses les plus proches en section transversale et en longueur pour chaque cas particulier, et peut réaliser sa pose sans risquer de ne pas découvrir la tige la plus adéquate.

15 Pour cela, ayant préalablement à l'opération chirurgicale proprement dite réalisé les radiographies nécessaires à la connaissance de l'état osseux du fémur de son patient, et disposant au préalable comme indiqué ci-dessus de calques représentant les tiges fémorales avec leurs différentes dimensions en longueur et en section transversale, le chirurgien peut procéder comme exposé
20 précédemment pour choisir la tige prothétique appropriée à son patient. Il n'a alors besoin d'avoir à sa disposition que les tiges les plus proches en dimensions de la tige qu'il a définie, ceci par sécurité en cas de surprise quant à la qualité osseuse du fémur du patient.

25 D'autres particularités et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description qui va suivre faite en référence aux dessins annexés qui en illustrent une forme de réalisation à titre d'exemple non limitatif.

30 La figure 1 est une vue en élévation d'un ensemble modulaire de tiges fémorales de prothèses de hanche, sensiblement à l'échelle, dont les sections transversales et les longueurs croissent régulièrement.

La figure 2 est une vue en élévation suivant la

flèche F de la figure 1.

Les figures 3 et 4 sont des vues en élévation, analogues aux figures 1 et 2, d'un second jeu de tiges fémorales de longueurs supérieures à celles des figures 1 et 2.

La figure 5 est une vue en élévation à échelle réduite, d'une tige fémorale et du col de fémur correspondant, destiné à recevoir une pièce sphérique d'articulation sur le bassin du patient.

La figure 6 est une vue en élévation à échelle agrandie du col de la tige fémorale de la figure 5.

La figure 7 est une vue en élévation du col de la figure 6 dans un plan perpendiculaire à celle-ci.

La figure 8 est une vue de dessus de l'extrémité proximale d'une tige fémorale et du col associé, dont sa partie support d'une tête fémorale (non représentée) et son embase délimitent un angle déterminé.

L'ensemble modulaire de tiges fémorales représenté aux figures 1 à 4 est constitué de deux séries de tiges, à savoir neuf tiges courtes 1 à 9 aux figures 1 et 2 et 9 tiges longues 10 à 18 illustrées aux figures 3 et 4.

Bien entendu, ce nombre peut être différent. Les sections transversales d, dl... des tiges croissent de manière régulière de la tige 1 la plus courte à la tige 9 la plus longue, la longueur de base l de la tige 1 la plus courte augmentant également de manière régulière jusqu'à la tige 9 la plus longue. A titre d'exemple non limitatif, l'intervalle des sections transversales d-dl... entre deux tiges consécutives peut être de 1 mm.

Il en est de même pour le second groupe de tiges fémorales 10-18, dont la tige 10 la plus courte a une longueur de base nettement supérieure à celle de la tige 1 du premier groupe. Les contours externes des différentes

tiges 1-18 varient de façon régulière.

5 Chaque tige fémorale (1... 18) présente une face proximale postérieure rectiligne telle que 30 pour la tige 9 et 31 pour la tige 10. Cette face plane s'étend sur environ 1/3 à la moitié (longueur L1 pour la face 30 et L2 pour la face 31) de sa longueur totale. De plus le plan de chaque face plane (30, 31...) des tiges fémorales passe dans la zone centrale de l'extrémité distale de chaque tige, par exemple la zone centrale 34 de l'extrémité distale de la tige 9. Cet agencement présente les avantages mentionnés ci-dessus.

15 Dans l'exemple précité (Figures 1 à 4) constitué de deux groupes de tiges de longueurs différentes, la différence entre le groupe de tiges courtes et le groupe de tiges longues est d'environ 40 millimètres, et la différence de longueur entre les tiges d'un même groupe est de 3 à 5 millimètres. Bien entendu cet exemple n'est pas limitatif. Il correspond toutefois le mieux à ce qui est souhaité puisque la subdivision en deux groupes de longueurs de tiges permet de couvrir un maximum de possibilités pour un coût acceptable.

20 La distance séparant l'extrémité de l'une des tiges de ses tiges voisines peut être différente de la distance décrite dans le cas précédent (généralement plus grande), de façon à couvrir un champ relativement important de possibilités.

30 L'invention s'applique à la réalisation d'un ensemble modulaire composé de plusieurs groupes de longueurs de tiges, par exemple trois groupes. En composant ainsi un groupe de tiges courtes, un groupe de tiges longues, et un groupe de tiges intermédiaires, la série des possibilités offertes aux chirurgiens est plus large, et permet d'assurer une meilleure adéquation avec les

particularités anatomiques de chaque patient, pour un coût toutefois quelque peu plus élevé.

5 L'invention peut bien entendu s'étendre à la constitution de groupes de longueurs plus nombreux que deux ou trois, mais leur caractère onéreux rend alors cette possibilité plus difficilement envisageable.

10 Pour remédier à ce handicap, mais aussi quel que soit le nombre de groupes de longueurs de tiges, il est possible de présélectionner la tige que le chirurgien souhaite poser sur son patient suivant le procédé exposé précédemment. Cela permet au chirurgien de n'avoir à demander que cette tige ainsi que les tiges de dimensions voisines, afin de ne pas être pris au dépourvu.

15 L'ensemble visé par l'invention comprend également au moins un groupe de cols modulaires tels que 19 (figures 5 et 8) par exemple deux groupes de cols, à savoir un premier groupe de cols courts et un second groupe de cols longs, adaptés aux tiges de dimensions correspondantes. Chaque col tel que 19 est composé d'une partie 21 allongée
20 formant support d'une tête fémorale sphérique 22 dans laquelle elle peut venir s'insérer, et d'une embase tronconique 23 prolongée par un bossage diamétral 24. L'embase 23 et le bossage 24 peuvent être reçus dans un logement conjugué 20 de la partie proximale 25 de la tige.
25 De manière connue en soi, le bossage 24 vient se loger dans une empreinte formée au fond du logement 20, et qui détermine la position angulaire du col 19 par rapport à l'extrémité proximale 25.

30 Chaque partie 21 est constituée d'une extrémité conique 21a adaptée pour recevoir la tête fémorale 22, d'une partie intermédiaire 21b et d'une partie d'extrémité évasée 21c. Cette dernière est raccordée à la partie conique 23 et dimensionnée pour recouvrir l'extrémité de

la partie proximale 25 en formant avec la surface de celle-ci une surface continue.

Pour chaque col, l'axe XX de l'embase 23 et l'axe YY de la partie 21 peuvent, soit être confondus, soit former entre eux un angle A de valeur variable. Par exemple, chaque col court et chaque col long peuvent présenter quatre angulations A : 0°, 10°, 15°, 20°, les cols 19 formant ainsi des béquilles d'angulations A déterminées.

Pour chaque col de longueur donnée, il existe donc quatre angulations possibles. A titre d'exemple numérique non limitatif, la différence de longueur entre un col court et un col long peut être de l'ordre de 5 à 7 mm.

On réalise ainsi un col modulaire d'utilisation très souple pour un chirurgien et lui permettant de l'adapter de manière étroite à l'anatomie de chaque patient. En effet, pour un col béquillé de longueur totale donnée, le chirurgien a le choix entre plusieurs angulations A, par exemple quatre comprises entre 0 et 20° comme indiqué ci-dessus. Le col peut donc être emmanché dans l'extrémité correspondante 25 dans quatre positions possibles, à chacune de ces quatre positions correspondant un angle cervico-diaphysaire donné (non représenté aux dessins), et un angle d'antéversion B (figure 8). La première position du col est en valgus, la seconde position en antéversé, la troisième position en varus, et la quatrième position en rétroversé.

Pour un angle A de 10°, en première position (valgus), l'angle cervico-diaphysaire est augmenté de 10°, tandis que l'angle d'antéversion B reste constant (généralement 15°).

En seconde position (antéversé), l'angle cervico-diaphysaire reste constant (généralement 130° pour l'adulte).

te), tandis que l'angle d'antéversion B est augmenté de 5° et devient donc égal à 20° (figure 8).

5 En troisième position (varus), l'angle cervico-diaphysaire diminue de 10° tandis que l'angle d'antéversion B reste constant, et enfin en quatrième position (antéversé), l'angle cervico-diaphysaire reste constant tandis que l'angle d'antéversion B diminue de 5° et passe donc à 10°.

10 Ainsi, le chirurgien dispose d'un grand nombre de combinaisons possibles dans le choix et l'orientation du col pour tenir compte de l'anatomie particulière de chaque patient et des angles d'antéversion et cervico-diaphysaire qu'il désire donner à la prothèse.

15 Dans l'exemple de réalisation représenté, les extrémités proximales 25 des tiges 1-18 présentent une courbure interne identique et constante C dont le rayon est compris entre 150 et 170 mm environ. Cette courbure a été déterminée par une recherche de la meilleure congruence entre la prothèse et l'os fémoral. Son avantage
20 réside dans le fait qu'elle permet la répartition la plus uniforme possible des forces exercées par la tige fémorale 1-18 sur le fémur. C'est à partir de cette courbure commune que varient les différentes sections transversales des tiges.

25 Grâce à l'amélioration de l'adaptation entre chaque tige fémorale et la diaphyse, permise par la modularité de l'ensemble prothétique fémoral selon l'invention, le risque de jeu entre chaque tige fémorale et la paroi du canal médullaire du fémur est considérablement
30 réduit. Il a été constaté qu'une progression d'un millimètre de diamètre entre deux tiges consécutives est particulièrement adaptée.

L'ensemble modulaire de tiges fémorales visé par

l'invention présente donc une très grande souplesse d'utilisation et d'adaptation anatomique pour le chirurgien, qui voit ainsi son choix grandement facilité pour obtenir une pose de tige fémorale la mieux adaptée aux caractéristiques spécifiques de l'anatomie du patient ou à ses besoins de correction.

L'invention assure également une réduction appréciable du prix de revient des prothèses, car non seulement elle permet de disposer d'un nombre appréciable de tiges de diamètre et de longueur variable, mais aussi de disposer d'un très grand nombre de combinaisons en utilisant seulement deux cols de deux tailles différentes et de plusieurs angularités A pour chacun. Cela permet au chirurgien d'orienter le col fémoral choisi de manière appropriée à l'obtention des angles précités qu'il désire pour chaque patient.

En définitive, l'invention offre la triple possibilité mentionnée précédemment (quasi suppression du jeu entre la tige fémorale et la paroi du canal médullaire, orientation du col de manière précise afin d'obtenir les angles d'antéversion et cervico-diaphysaires voulus), ce qui n'était pas possible avec les prothèses connues, et est devenue souhaitable devant l'exigence croissante des chirurgiens.

L'invention est susceptible de diverses variantes d'exécution, notamment en ce qui concerne le nombre des tiges fémorales de l'ensemble modulaire et l'angularité des cols béquillés, les indications numériques ci-dessus n'étant fournies qu'à titre d'exemple. Ainsi les angles A peuvent évidemment varier.

Bien que l'invention ait une application privilégiée pour des tiges médullaires de fémur destinées à réaliser des prothèses de reprise, elle peut également

être susceptible d'avoir des applications pour des prothèses de première intention. De même elle peut trouver une application dans les prothèses d'épaules.

REVENDEICATIONS

1. Ensemble modulaire de tiges médullaires destinées notamment à la pose de prothèses de hanches, et plus particulièrement à la pose de prothèses de reprise, comportant :

a) au moins deux séries de tiges (1-18) dont la longueur (1) et la section transversale (d) varient simultanément d'intervalles progressifs pour chaque tige par rapport aux tiges voisines, chaque série ayant une longueur de base déterminée,

b) au moins un groupe de cols amovibles (19) ayant des parties support (21) destinées à recevoir les têtes fémorales (22) et qui sont inclinés d'angles (A) différents sur des embases associées (23) solidariables avec les extrémités (25) des tiges, chaque col amovible pouvant être monté sur la tige suivant un angle cervico-diaphysaire et un angle d'antéversion (B) ou de rétroversion appropriés.

2. Ensemble modulaire selon la revendication 1, caractérisé en ce que les différentes tiges présentent dans leur extrémité proximale (25) une courbure interne (6) identique et congruente qui est comprise entre 150 et 170 millimètres environ, à partir de laquelle varie la section transversale des tiges.

3. Ensemble modulaire selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les contours externes des différentes tiges (1-18) varient de façon régulière.

4. Ensemble modulaire selon la revendication 3, caractérisé en ce que la section transversale (d) de chaque tige (1-18) varie d'une valeur de l'ordre de 1mm par rapport à la tige voisine, et en ce que simultanément la longueur de cette même tige varie de quelques millimètres.

5. Ensemble modulaire selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'il comporte deux groupes de tiges à savoir un premier groupe de tiges courtes (1-9) par exemple au nombre de 9, ayant des longueurs (1) et des sections transversales (d) progressivement variables, et un second groupe (10-18) de tiges longues, par exemple au nombre de neuf, ayant des longueurs et des sections transversales progressivement variables.

6. Ensemble modulaire selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que chaque tige (1-9; 10,18) comporte une face proximale postérieure (30) rectiligne sur environ un tiers à la moitié de sa longueur.

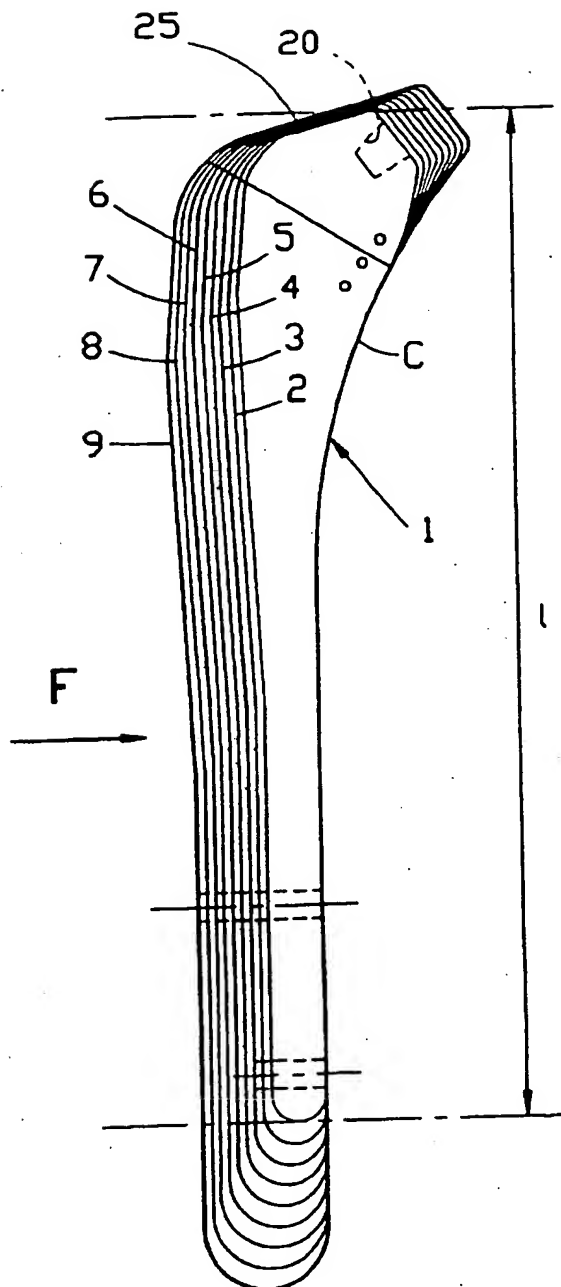
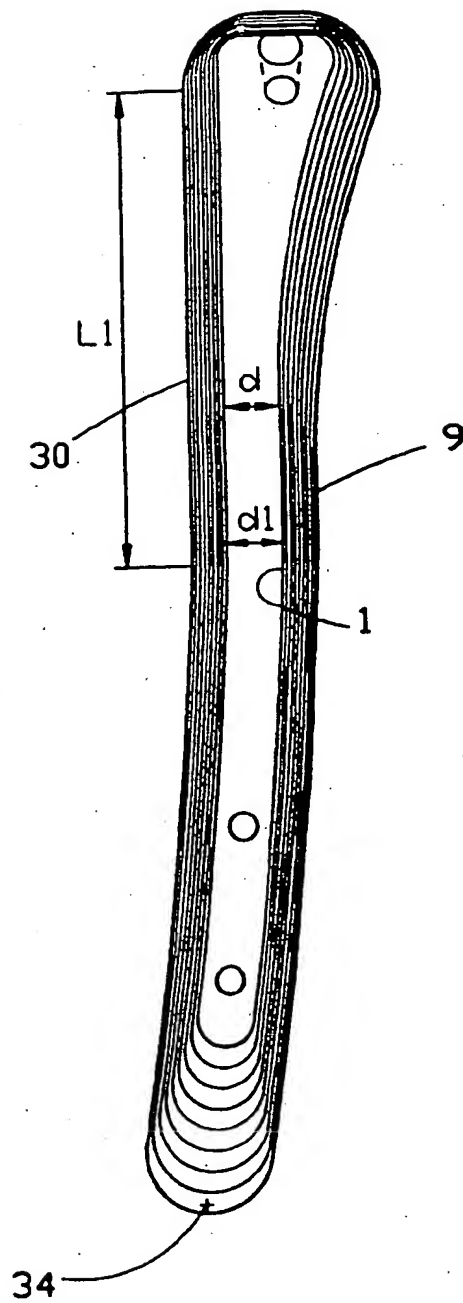
7. Ensemble modulaire selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un groupe de cols amovibles (19), chaque groupe ayant une longueur de col déterminé.

8. Ensemble modulaire selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que chaque groupe de cols amovibles (19) est composé de plusieurs cols par exemple trois cols, dont l'axe de la partie support (21) des têtes fémorales (22) forme avec l'axe de l'embase correspondante (23) de chaque col un angle (A) variable d'un col à l'autre, notamment un angle de 10, 15 et 20 degrés.

9. Ensemble modulaire selon la revendication 8, caractérisé en ce que chaque groupe de cols (19) comporte un col complémentaire dont l'axe des têtes fémorales (22) et l'axe de l'embase correspondante (23) sont confondus.

10. Procédé de sélection de tiges d'un ensemble modulaire selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, par rapport à une longueur et une section transversale précises dans la gamme disponible en vue de son implantation sur un patient déterminé, caractérisé en ce que,

5 disposant au préalable de radiographies osseuses du patient et de calques représentant les tiges fémorales (1-18) avec leurs différentes dimensions en longueur (1) et en section transversale, on définit, par superposition des calques et des radiographies, les dimensions de la tige prothétique susceptible de convenir au dit patient ainsi que les tiges de dimensions voisines.

FIG.1FIG.2

2/3

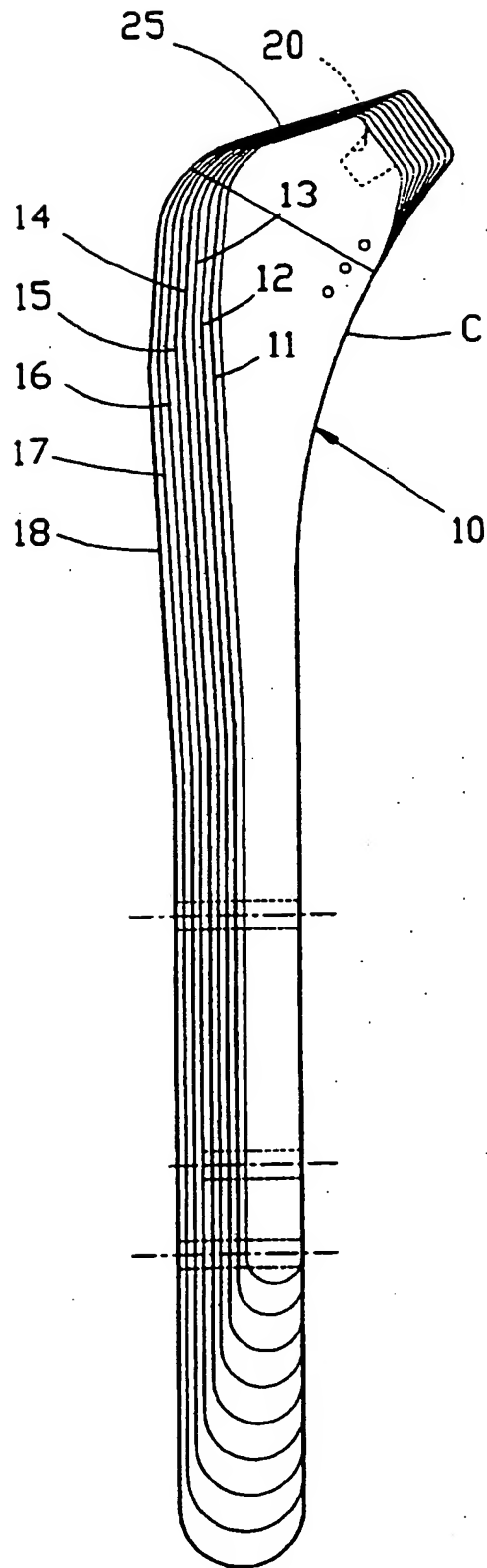


FIG.3

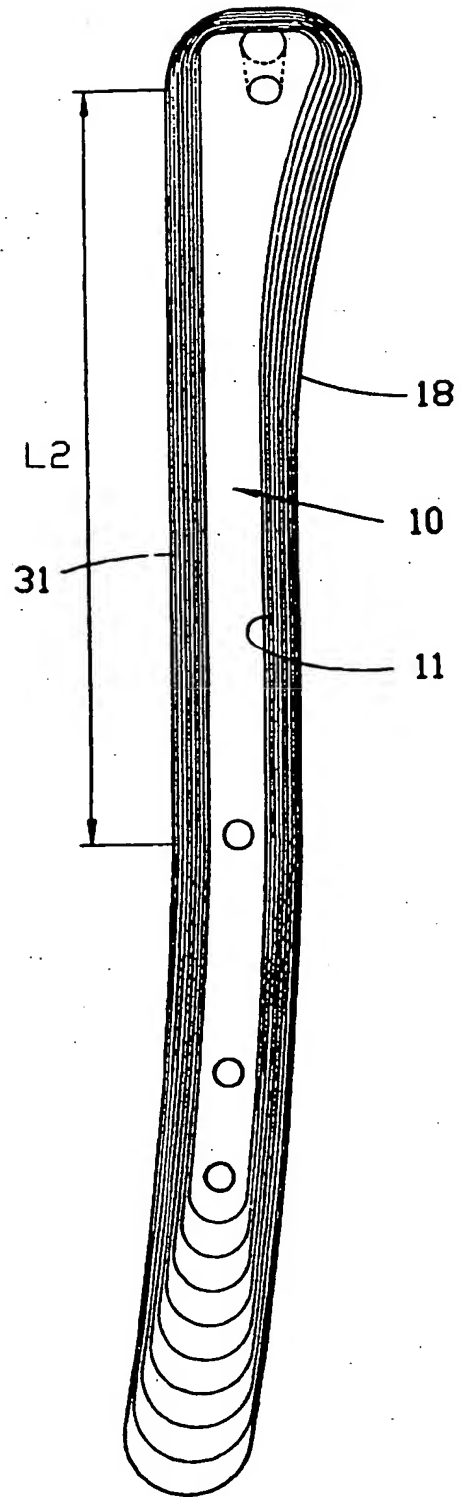
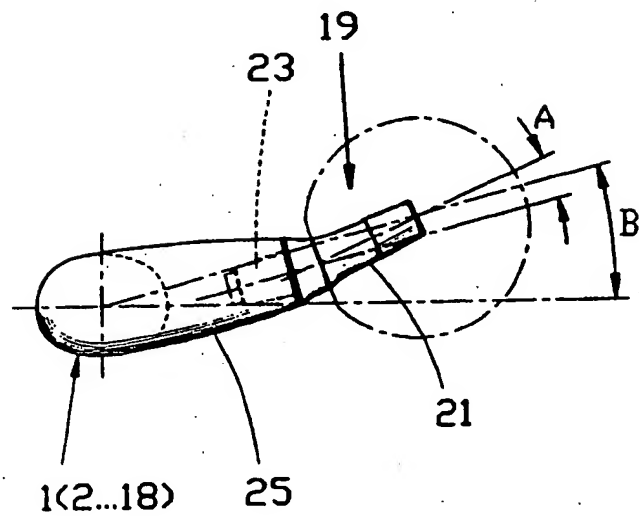
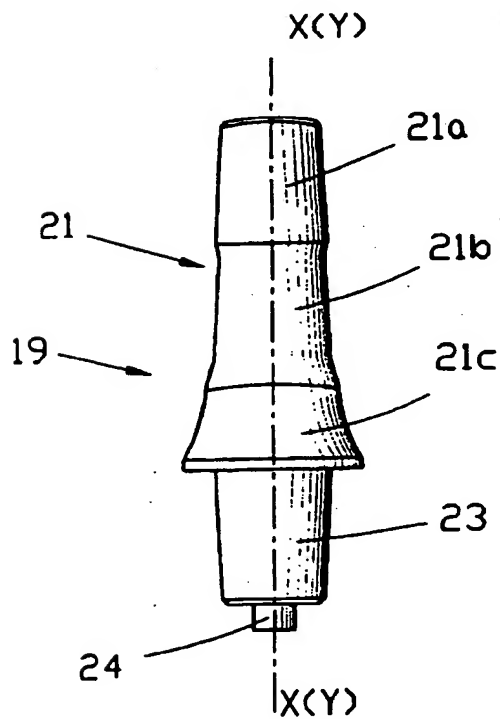
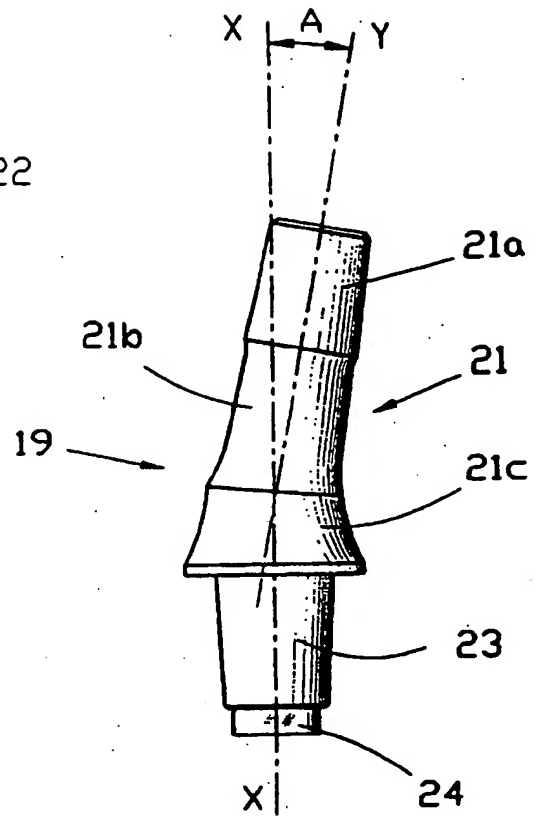
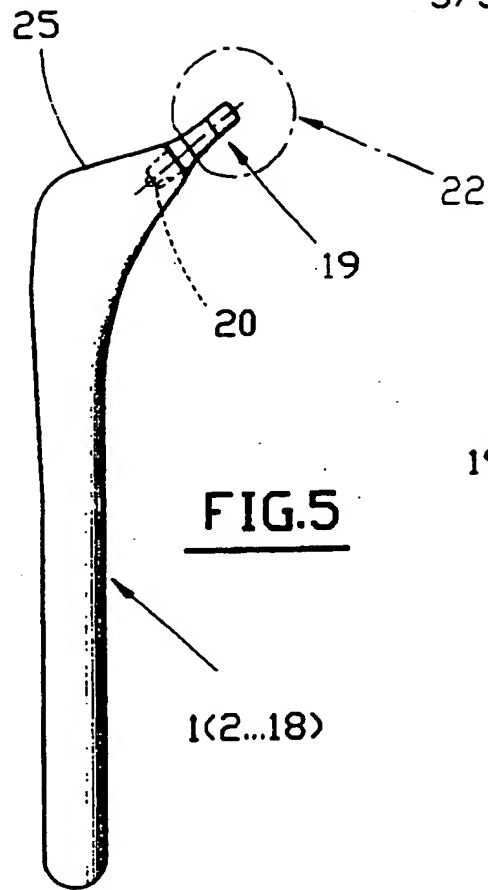


FIG.4

3/3



RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIREétabli sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

2729292

N° d'enregistrement
nationalFA 509775
FR 9500315

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	FR-A-2 639 820 (FABRIQUE D'IMPLANTS ET D'INSTRUMENTS CHIRURGICAUX) * le document en entier *	1-5,7-9
Y	EP-A-0 587 955 (CHOTEAU) * colonne 4, ligne 1 - colonne 6, ligne 20; figures *	1-5,7-9
A	FR-A-2 636 837 (CREMASCOLI) * page 3, ligne 4 - ligne 7; figures 11,12 *	1-6
A	FR-A-2 678 161 (LA BIOMÉCANIQUE INTÉGRÉE) * abrégé; figure *	1-4
A	FR-A-2 629 707 (ROUX) * figure 4 *	1,3
A	FR-A-2 701 836 (MEDINOV) * le document en entier *	1,7,8
A	FR-A-2 697 996 (MEDINOV) * le document en entier *	1,7,8
D,A	EP-A-0 201 407 (MONTAGNE) * abrégé; figures *	1,7-9
A	EP-A-0 163 121 (WALDEMAR LINK) * le document en entier *	10
A	WO-A-92 00045 (CHAS F. THACKRAY) * abrégé; figures 1-12 *	10
A	FR-A-2 647 669 (VIALLA) -----	
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. CL. A)
		A61F
Date d'achèvement de la recherche		Examinateur
18 Octobre 1995		Klein, C
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES		
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons Δ : membre de la même famille, document correspondant		

2

EPO FORM 1503 01.92 (P04C13)